

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2001-299699
(P2001-299699A)

(43) 公開日 平成13年10月30日 (2001. 10. 30)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テマコード* (参考)
A 6 1 B 1/24		A 6 1 B 1/24	
1/00	3 0 0	1/00	3 0 0 D
A 6 1 C 3/03		A 6 1 C 3/03	
19/00		19/06	Z
19/06		G 0 1 N 21/64	Z
審査請求 未請求 請求項の数21 O L (全 9 頁) 最終頁に続く			

(21) 出願番号 特願2001-76098 (P2001-76098)
(22) 出願日 平成13年3月16日 (2001. 3. 16)
(31) 優先権主張番号 1 0 0 1 3 2 1 0 . 3
(32) 優先日 平成12年3月17日 (2000. 3. 17)
(33) 優先権主張国 ドイツ (D E)

(71) 出願人 500577585
カルテンバッハ ウント ホイクト ゲゼ
ルシャフト ミット ベシュレンクテル
ハフツング ウント カンパニー
KALTENBACH & VOIGT
GMBH & CO.
ドイツ, リッセ, ヴィベラッハ D-
88400, ビスマルクリンク 39
(74) 代理人 100094053
弁理士 佐藤 隆久

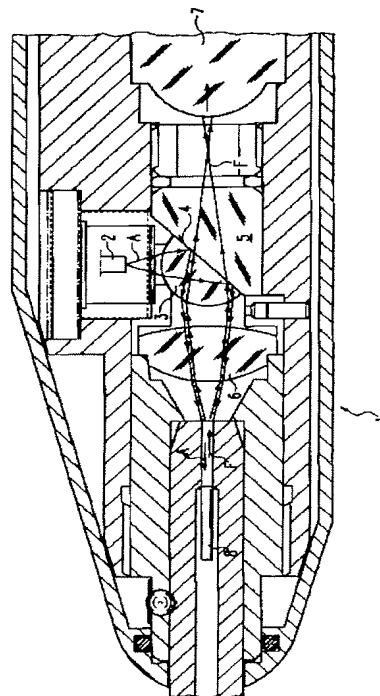
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 う食、プラーク、細菌の感染、結石、歯石、および、その他の歯上の蛍光性物質を同定する装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 う食、プラーク、細菌の感染、結石、歯石、および、その他の歯上の蛍光性物質を同定する装置を提供する。

【解決手段】 調査される歯-組織領域に導かれる刺激光 A を生成する手段 2 と、照射に応答して照射された歯-組織領域により生成される蛍光 F を検出し、評価する検出手段 7 および評価手段と、刺激光 A を生成する手段 2 と調査される歯-組織領域の間の光路中に配置され、刺激光 A を歯-組織領域の方向に反射し、実質的に蛍光 F を透過させ、実質的に半球状レンズ 3 の後ろの平面の側 4 によって形成されているビームスプリッタとを有する。この方法で、明らかにより小型の光学診断装置が可能となる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】調査される歯組織領域 (tooth-tissue region) に導かれる刺激光 (stimulating radiation) (A) を生成する手段 (2) と、

照射にตอบสนองして照射された歯組織領域により生成される蛍光 (fluorescent radiation) (F) を検出し、評価する検出手段 (7) および評価手段とを有し、

前記刺激光 (A) を生成する手段 (2) と前記調査される歯組織領域の間の光路中に、前記刺激光 (A) を前記歯組織領域の方向に反射し、実質的に前記蛍光 (F) を透過させるビームスプリッタ (4) が供せられ、

前記ビームスプリッタは実質的に半球状レンズ (3) の後ろの平面の側 (4) によって形成されているという特徴を有するう食、ブラック、細菌の感染、結石、歯石、および、その他の歯上の蛍光性物質を同定する装置。

【請求項 2】調査される歯組織領域に導かれる刺激光 (A) を生成する手段 (2) と、

照射にตอบสนองして照射された歯組織領域により生成される蛍光 (F) を検出し、評価する検出手段 (7) および評価手段とを有し、

前記刺激光 (A) を生成する手段 (2) と前記調査される歯組織領域の間の光路中に、前記刺激光 (A) を前記歯組織領域の方向に反射し、実質的に前記蛍光 (F) を透過させるビームスプリッタ (4) が供せられ、

前記刺激光 (A) を生成する手段 (2) が前記ビームスプリッタ (4) とともに歯科ハンドピース (dental handpiece) (1, 10, 30) 中に合体されているという特徴を有するう食、ブラック、細菌の感染、結石、歯石、および、その他の歯上の蛍光性物質を同定する装置。

【請求項 3】前記ビームスプリッタは実質的に半球状レンズ (3) の後ろの平面の側 (4) によって形成されているという特徴を有する請求項 2 に記載の装置。

【請求項 4】調査される歯の歯嚢 (tooth pocket) に挿入される歯周診断のためのプローブ (probe) (11) を有し、そのプローブの先端 (17) において、前記刺激光 (A) が光結合から分離され、前記調査される歯組織領域へ導かれるという特徴を有する請求項 1～3 のいずれかに記載の装置。

【請求項 5】前記プローブ (11) は、光をガイドする材料からなり、歯周プローブ、コーン (cone)、またはライトウェッジ (light wedge) の形を有するという特徴を有する請求項 4 に記載の装置。

【請求項 6】前記プローブ (11) は、その外部に標識または目盛りを有するという特徴を有する請求項 4 または 5 に記載の装置。

【請求項 7】前記プローブ (11) は、軸方向に弾性を有する方法で搭載されているという特徴を有する請求項 4～6 のいずれかに記載の装置。

【請求項 8】前記刺激光 (A) を前記プローブの先端 (17) と反対側の位置するプローブ (11) の端部に結合させるために、可撓性のライトガイド (19) を有するという特徴を有する請求項 4～7 のいずれかに記載の装置。

【請求項 9】前記刺激光 (A) を前記プローブの先端 (17) と反対側に位置するプローブ (11) の端部に結合させるために、前記刺激光 (A) を生成する手段 (2) と前記プローブ (11) の間の光路中に配置されるミラー (20) を有するという特徴を有する請求項 4～7 のいずれかに記載の装置。

【請求項 10】歯組織領域への機械的な治療のための機器先端 (32, 40) を備えたハンドピース (handpiece) を有し、さらに、

前記機器先端 (32, 40) により治療される前記歯組織領域へ導かれる刺激光 (A) を生成する手段 (2) と、

照射にตอบสนองして、照射された治療される前記歯組織領域において生成される蛍光 (F) を検出するための検出手段 (7) と、蛍光 (F) の強度の助力による照射された治療される前記歯組織領域の状態の診断に対する評価手段とを有する歯科装置。

【請求項 11】前記蛍光 (F) の強度または診断の結果を指示するための視覚的または聴覚的表示装置あるいは指示装置を有することを特徴とする請求項 10 に記載の歯科装置。

【請求項 12】診断の結果に応じるように、前記機器先端 (32, 40) により、前記歯組織領域への機械的な治療を制御する制御装置を有することを特徴とする請求項 10 または 11 に記載の歯科装置。

【請求項 13】前記刺激光 (A) を治療される前記歯組織領域に導くために、前記機器先端 (32, 40) まで、またはその外部まで、延伸するライトガイド (33, 42) を有することを特徴とする請求項 10～12 のいずれかに記載の歯科装置。

【請求項 14】前記蛍光 (F) は、前記機器先端 (32, 40) から前記検出手段 (7) まで、同一のライトガイド (33, 42) により伝達されることを特徴とする請求項 13 に記載の歯科装置。

【請求項 15】前記刺激光 (A) を生成する手段 (2) と前記調査される歯組織領域の間の光路中に、前記刺激光 (A) を前記歯組織領域の方向に反射し、実質的に前記蛍光 (F) を透過させるビームスプリッタが供せられ、前記ビームスプリッタは実質的に半球状レンズ (3) の後ろの平面の側 (4) によって形成されているという特徴を有する請求項 10～14 のいずれかに記載の歯科装置。

【請求項16】振動発生器(31)を有し、この手段によって機器先端(32)が前記歯—組織領域の機械的な治療のために振動するようになされている請求項10～15のいずれかに記載の歯科装置。

【請求項17】前記機器先端(40)は、治療される前記歯—組織領域へ研磨処理剤が導かれる供給ライン(41)を有する請求項10～15のいずれかに記載の歯科装置。

【請求項18】前記半球状レンズ(3)の後ろの平面の側(4)は、前記刺激光(A)を前記歯—組織領域の方向に反射し、実質的に前記蛍光(F)を透過させるコーティングを有する請求項1～17のいずれかに記載の装置。

【請求項19】前記半球状レンズ(3)および前記検出手段(7)の間の光路中に、前記蛍光(F)のみに対して透過可能であるフィルタ(5)が配置されている請求項1～18のいずれかに記載の装置。

【請求項20】前記刺激光(A)を生成する手段がレーザダイオード(2)を有する請求項1～19のいずれかに記載の装置。

【請求項21】前記検出手段がフォトダイオード(7)を有する請求項1～20のいずれかに記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】本発明は、請求項1の前文に係る、う食、ブラーク、細菌の感染、結石、歯石、および、その他の歯上の蛍光性物質を同定する装置に関する。

【0002】近年、その助力により非接触方式で歯のう食の存在を確かめることが可能であるような装置は、繰り返し提案されてきた。これに関して、調査される予定の歯—組織領域(tooth-tissue region)は、理想的には単色光源で光を照射され、それに応答して、光が照射された領域で蛍光(fluorescent radiation)が発生する。この蛍光は、う食の歯—組織領域の蛍光スペクトルは健康な歯—組織領域の対応するスペクトルとは明らかに異なるという事実を利用して、その後には評価される。例えば、う食またはブラークに感染した歯の赤のスペクトル領域(約550から650nm)において、蛍光の強度は明確に健康な歯の場合よりも高い。適切な検出および評価手段を用いて、単純で非接触な調査方法の助力により、う食の歯—組織領域は、このように絶対的に健康な歯—組織領域から識別され得る。

【0003】この種の装置は、例えば、DE 297 04 185 U1あるいはDE 197 09 500 C1に記載されている。第1の例では、それらは、刺激光(stimulating radiation)の生成設備、例えば、600nmから670nmの間の領域の波長の刺激光を生成するHeNeレーザを有する。刺激光は、複数のレンズまたはミラーからなる光学系を通過して、ライトガイドシステムに結合され、ライ

トガイドシステムを通過して調査される歯—組織領域に導かれる。DE 197 09 500 C1に記載されている装置では、ライトガイドシステムは、光源から、光を結合から分離して所望の領域に導く手段となる光プローブ(probe)がその端部に備えられたハンドピース(hand piece)の先端まで、延伸するライトガイドからなる。光が照射された歯—組織領域において結果として生じる蛍光は、光プローブの先端を通過してライトガイドシステムに戻って結合し、検出装置へ伝達される。ライトガイドシステムは、通常、刺激光と蛍光をともに同時に伝達するのに用いられるので、2種類の光を互いに分離して、蛍光を検出手段に供給するために、刺激光の光源と調査される歯—組織領域の間の光路中にビームスプリッタが配置される。

【0004】上述の光学診断装置の素子、特に、刺激光の生成手段と、刺激光をライトガイドシステムに結合させる、または、蛍光を光結合から分離するためのビームスプリッタを含む光学系とは、ある大きさを有しているため、従来は、これらの素子を中央ユニット中に配置し、1つあるいはそれ以上のライトガイドが配置されている供給管の助力により、デンタルハンドピースへ、またはデンタルハンドピースから、2種類の光を伝達することが通常であった。

【0005】う食、ブラーク、細菌の感染、結石、歯石、および、その他の歯上の蛍光性物質の今までに既知の同定する装置を、それらの構造に関して、同等に単純であり、空間を省くように実現され得るような方法で、改良することが本発明の目的である。

【0006】この目的は、この発明に従って構成要素の合体により概して達成される。

【0007】上記目的は、この発明の1つの局面に従って、請求項1の特徴を有する装置により達成される。この装置は、刺激光の発生手段と調査される歯—組織領域の間の光路中に配置されるビームスプリッタは、実質的に半球状であるレンズの平坦な後ろ側により形成される、という事実により識別される。平坦な後ろ側は、刺激光は調査される歯—組織領域の方向に反射され、一方で蛍光は実質的に妨げられることなくそれを通過するように形成されている。半球状レンズの曲面を有する前面は同時に焦点を結ぶ効果を有するので、その助力により、刺激光をライトガイドシステムに結合し、それによって、それに対する追加的な光学手段を省くことができる。この発明に従う光学診断装置の進展は、その単純な構造と、それに関連し、外界からの影響に大いに無関係に設計することができるという可能性により、このように識別される。従って、装置の重要な素子を、従来のようなハンドピースから分離された中央ユニット内ではなく、ハンドピース自体の中に直接配置することの可能性は、同様に追加的に存在する。

【0008】半球状レンズの平面の側のビーム分割の効

果は、好ましくは、以下のように達成される。即ち、平面の側は、励起光の周波数の光を反射し、発生した蛍光の周波数領域の光を妨げることなく透過させるコーティングを有する。蛍光の検出および評価にとっては必要でなく、妨害となる可能性がある部分を、よりよい方法でフィルタで除去するために、好ましくは、半球状レンズの平面の側に隣接して光学フィルタが存在する。これのみが大変小さい寸法を持ち、従って容易にハンドピースの中に合体され得るので、レーザダイオードが刺激光を生成するために好ましく用いられる。さらに、蛍光を検出するために、検出手段は光学フィルタの後ろに配置されたフォトダイオードを有し得る。

【0009】光源の刺激光が調査される歯—組織領域へ導かれる方法は、光学診断方法の適用の範囲に依存する。これに対しては、以下のように複数の可能性が議論されている。

【0010】この発明に従う装置は、例えば、歯周診断における大変有利な方法に用いることができる。このために、ハンドピースの先端に調査される歯の歯嚢 (tooth pocket) 内に挿入される光プローブが備えられている。プローブの先端において、刺激光が光結合から分離され、調査される歯—組織領域へと導かれる。上述のように、照射された歯—組織領域において結果として生じる蛍光もまた、光プローブの助力によりライトガイドシステムに戻って結合し、ビームスプリッタとして働く半球状レンズへ、そして、蛍光の評価手段へと導かれる。結果として、単純であるが効果的な光学診断方法の助力により、通常は評価することが難しく、従って調査することが難しい歯の断端 (stump) の領域を評価することもできる可能性が存在する。

【0011】プローブは、好ましくは光をガイドする材料からなり、これに関して、コーン (cone)、ライトウェッジ (light wedge) または歯周プローブの形を有する。歯嚢の深さについてのより詳細な情報を得ることが可能であるためには、さらに、その外部に標識または目盛りを有することができる。さらに、プローブする力を適合させ、従って患者の歯肉 (gum) へのダメージを防止することの可能性を使用者に与えるために、プローブの先端は、好ましくは弾性を有する方法でハンドピース上に搭載されている。半球状レンズから光プローブへ、あるいはその逆方向へ、例えばプローブ上に配置されるミラーまたはプローブの端部に接続する可撓性のライトガイドにより、いくつかの種類の光が伝達され得る。

【0012】上記で説明したように、この発明に従う診断装置の重要な利点は、構成要素の合体によって寸法の点で極めて小型に設計されることができるという事実に見られることができる。従って、光学診断方法により歯—組織領域を治療するための既知の歯科のハンドピースを補足する可能性、および、従って組み合わされた診断

および治療装置を提供する可能性が存在する。これに関して、レーザ治療光の伝達のために存在するライトガイドは、単純な方法で診断システムによって利用されることもできたので、以前は単に、レーザ治療ユニットは光学診断方法により補足されることができたと知られていたただけであった。そのようなレーザ光を用いた診断および治療装置は、例えば、DE 29705 943 U1に記載されている。

【0013】しかしながら、本発明に従うと、歯—組織領域の機械的な治療のためのハンドピースを有する歯科装置は光学診断方法によって補足される。この歯科装置は、例えば、DE 83 22 850 U1に記載されているような歯石除去ユニット、あるいは、例えばDE 197 42 701 A1に記載されているような、研磨処理剤によって内部で歯—組織領域の治療が遂げられるハンドピースであることができる。これらの既知の歯科装置の場合には、ハンドピースは、一般に、以前はハンドピースのさらなる拡大を正当化する必要もなく、その中に光学診断装置を同様に合体することはできなかった方法で、治療先端に対して内部で配置されている駆動装置、または、治療媒体に対する伝達チャンネルなどで満たされている。これらの困難は、本発明に従う装置により、現在は克服されているので、大変効果的で多用途な歯科装置が形成されている。歯石除去ユニットまたは研磨液による処理のための手で操作する機器の場合は、いくつかの種類の光の伝達に必要であるライトガイドは、例えば機器の先端あるいはその外側まで延伸することができる。それで、使用者が治療を診断の結果に合致させることができるように、機器の先端が向けられた歯—組織領域が、う食であったりあるいは結石や被膜が積まれているかどうかを使用者に直接内報する指示装置を備える取り合わせを整備することの可能性が存在する。さらにまた、診断の結果に応じるように、機械的な治療を自動的に制御する制御部に対して、可能性がもたらされ得る。

【0014】この発明は、添付した図面を参照して以下により詳細に説明される。光学診断装置のハンドピース内の配置は、以下に図1を参照して第1の例において説明される。ハンドピース1は、第1の例ではかなり詳細には定義されない歯科ハンドピースであり、一方では専ら診断目的のみに用いられ、他方では、2つの例を参照して後述するように、調査下にある歯—組織領域の治療処置のためのさらなる素子を有する。刺激光Aに対する光源として、600nm~670nmの領域の刺激光を生成するレーザダイオード2がハンドピース1の上部に配置されている。刺激光は好ましくは約655nmの波長を有し、それは、この波長において、刺激光Aと蛍光Fとの間の分光学的差異と、レーザダイオード2との間の可能で最善の歩み寄りが達成可能であるからである。

【0015】レーザダイオード2から発光された刺激光

Aは、レーザダイオード2の下部に配置された半球状レンズ3に入射し、平坦な後ろ側4においてハンドピース1の前方先端の方向に反射される。それゆえに、刺激光Aの反射は半球状レンズ3の平坦な後ろ側4の面上に気相成長されたコーティングにより影響を受け、それは上述の周波数領域の光を効果的に反射する。半球状レンズ3からの出口において、刺激光Aは、曲面を有する前面を通して、その前方に配置された追加的な集光レンズ6に導かれ、それを通して、刺激光Aは最終的にハンドピース1の前方先端まで延伸するライトガイド8へ結合される。ライトガイド8は、光プローブ（不図示）、光結合から光を分離するための素子、あるいはさらなる光学素子に達し、その助力により、刺激光Aは調査される歯一組織領域に導かれる。

【0016】歯一組織領域への光の照射の結果生じる蛍光Fは、ライトガイド8を再び戻って通って、集光レンズ6および半球状レンズ3へと、逆の方向に伝達される。蛍光Fは、その波長は刺激光Aよりも大きくなっており、もはや半球状レンズ3の平坦な後ろ側4において反射せずに、半球状レンズ3のすぐ後ろに配置された光フィルタ5へと妨げられることなくそれを透過する。このフィルタ5の非透過の領域は、半球状レンズ3の後ろ側4を透過可能な刺激光Aの部分を除くために、刺激光Aの波長領域にある。最終的に、光フィルタ5の下流に、蛍光Fを検出し、それを評価する手段の一部であるフォトダイオード7が配置される。蛍光Fの強度の評価あるいは調査下にある歯一組織領域がう食を有している、または、結石あるいは被膜が積まれているかどうかの評価は、ハンドピース1内で直接遂げられるか、または、蛍光Fの強度に対応する信号が中央ユニットに伝達される。

【0017】ライトガイド8は、知られた方法のように、蛍光Fを検出するための複数本の光ファイバライトガイドで取り囲まれた、刺激光Aを伝達するための1本のファイバが、長さに沿って配置された複数の光ファイバライトガイドの束であることが可能である。半球状レンズ3の曲面の焦点を結ぶ効果は、第1の例では、レンズ3の大きさおよび径に依存する。半球状レンズ3の適切な寸法が与えられれば、追加的な集光レンズ6を省くことも可能であり、それによって光学装置はよりいっそう単純に設計されることができる。

【0018】図1から推論することができるように、装置は大変少ない光学素子のみからなり、従って、一方ではそれ安価に製造されることが可能であり、他方ではまた、以前より既知の診断装置よりも温度の急変や変化による影響をより受けにくい。

【0019】歯周診断のための装置が、以下に第1の典型的実施形態として開示される。以前は、単なるレーザ治療機器が知られているのみであり、歯、歯の被膜、あるいはその歯肉の治療のために、歯の断端と歯肉の間

の歯嚢に挿入されることができ診断プローブの形状で、ハンドピースの縦軸に対して斜めの角度で配置された分離素子とその先端に配置されていた。そのような治療機器は、例えば、DE 196 36 265 A1に記載されている。図2は、歯周診断のための装置を形成するための上述の公開刊行物(Offenlegungsschrift)に記載された治療機器の本発明に従う変形を示す。この目的のために、図1を参照して説明された光学診断装置は、ここでは同じ素子は同じ参照符号を有し、ハンドピース10内に合体されている。

【0020】ハンドピース10は、その前方先端に、ハンドピース10の縦軸に対して斜めに搭載された光学プローブ11が内部に配置されたヘッド部16を有する。プローブ11の外側に配置された保持突起物15がネジ挿入物の対応する凹部に納められた状態で、光学プローブ11は、ネジ山14によってヘッド部16に接続され得るネジ挿入物13により搭載される。この構成は、プローブ11を、例えば異なる形状であることを理由に、新しい調査目的により適合した新しいプローブに直ちに簡単に交換する可能性を示す。

【0021】刺激光Aは、光を集光させる追加的な集光レンズ6の助力により、光プローブ11の円錐状の端面12に光結合される。端面12を通して光結合した光が全てプローブ11内で反射し、また、その下方先端17のみから出てくるように、プローブ11の形状および材料が選択される。さらに後述するように、その先端は調査されるそれぞれの領域に適用されることが可能である。

【0022】プローブ先端17の前で直接生じる蛍光Fは、プローブ11内の全反射によってプローブ11の上方の端面12まで、刺激光Aと反対の方向に導かれ、そこから集光レンズ6上に投光され、その後で半球状レンズ3および光学フィルタ5を通して知られた方法でフォトダイオードに導かれる。プローブ11は、例えばガラス、石英、またはプラスチック材料などの、光透過性の材料から形成されることができる。その寸法の小ささおよび形状により、歯肉と歯の基部(base)の間の歯嚢への挿入に特に適合している。

【0023】図3は、図2に示されるハンドピース10のさらなる進展を示し、その実質的な差異は、プローブ11はもはやヘッド部16に硬直して搭載されているのではなく、軸方向に弾性を有するように搭載されていることである。これは、保持突起物15は、ネジ挿入物13の対応する凹部よりも寸法が小さく、この結果として、軸方向に置換されることが可能である、ということにより達せられる。力が印加されていないときにプローブ11の中心位置を獲得するために、保持突起物15の上部および下部にバネ素子18が供せられている。プローブ11の弾性のある搭載は、プローブする力、即ち、調査される歯嚢の中にプローブ11が挿入されるとき

力を、より細かく適合させ、この結果、患者の歯肉を不必要に傷つけてしまうことを避ける可能性を使用者に与える。プローブ11のそれぞれの位置で、出る光と入る光の2種類を効果的に結合することを可能にするために、今回は集光レンズ6とプローブ11の上側との間に可撓性のライトガイド19が用いられている。プローブ11は、一般に単に圧力で載せられているのみであり、中央位置は絶対的に必要ということではないので、示されている搭載の代わりに、保持突起物15の上部に配置された1個のバネ素子が用いられることも可能である。

【0024】図4に示される典型的実施形態において、図3におけるのと同じように、プローブ11は軸方向に弾性を有するように搭載されている。しかしながら、今回は可撓性のライトガイド19は用いられておらず、刺激光Aの光結合は、プローブ11の上部の軸方向におけるヘッド部16内に配置されたミラー20により遂げられる。このために、ハンドピース10のヘッド部16に面する集光レンズ6の前側6aは、平坦であり、刺激光をミラー20へそらせるために、わずかに傾けられている。

【0025】図5から図9までは、プローブ11の形状の異なる可能性を示す。これに関して、それぞれの場合のプローブ11の下方端部が示されており、より正確な上方端部の形状は、ヘッド部16内におけるプローブ11の保持支持部または刺激光Aおよび蛍光Fの伝達手段によって決められる。図5に示されたプローブ11は、下方領域においてわずかに円錐状であり、丸められたプローブ先端17を有する。この先端17から上方へ規則的な間隔で標識21が存在し、プローブ11が歯嚢内に挿入された後に、歯嚢がどれだけ深いか、および、プローブ11が既にどれだけ深く挿入されたかという情報を提供する。標識21は、例えば、プローブ11を完全に取り囲む切れ目あるいは上面に印刷されたまさに輪であることができ、従ってどの方向からも見ることができ

る。【0026】図6(a)の側面図に示されるプローブ11は、先端17に向かって先細(taper)になる楔(ウェッジ, wedge)の形状を有する。図6(b)の前面の図によると、全高さにわたって楔の幅は変わらないままである。同様に図5に示されるプローブ11の場合は、刺激光はプローブ先端17で光結合から分離され、蛍光はプローブ先端17を通過してプローブ11内に戻って結合する。楔形状は、それによって歯嚢へのプローブの挿入を容易にする。上述の高さの標識21はここでも同様に供せられている。

【0027】図7(a)および図7(b)に示されるプローブ11は、先端17に位置する傾けられた面17aを備えた光楔(ライトウェッジ, light wedge)の形状を有し、それを通過して、刺激光は軸方向ではなく、それと垂直な方向に光結合から分離される。これ

は、プローブに近い側に配置されている歯領域の表面の診断を可能にする。

【0028】図8および図9によると、プローブ11に対するさらなる形状の可能性が、プローブ先端17の端面において可能に丸められた角を備えた、円錐の先端を切り取られた(truncated)基部(stump)(図8)、あるいは、歯の分岐部(furcation)に到達するための分枝を有する(offset)プローブ先端17を備えたプローブ11(図9)に存在する。

【0029】最後に、まずDE 83 22 850 U1に記載されている歯石除去ユニットを参照して、この発明に係る光学診断装置による、既知の歯科治療ユニットの補足が説明される。それらの機能は、上述の明細書から十分に既に知られているので、ここでは、歯石除去ユニットの最も重要な素子のみが示されている。図10に示されているハンドピース30は、グリップスリーブ(grip sleeve)30の端部の保持された機器先端32が振動するように設けられた、空気的作用で動作可能な振動発生器31を有する。振動発生器31へのエネルギー供給ラインは、ハンドピース30を通過して軸方向に延伸する圧搾空気機構34により形成されている。

【0030】この発明に従って、光学診断装置の素子、即ち、レーザダイオード2、半球状レンズ3、蛍光フィルタ5、およびフォトダイオード7を、ハンドピースの後ろ側の領域に配置することによって、既知のハンドピース30が補足されることができる。刺激光および蛍光を伝達するために、ハンドピース30を通る圧搾空気ライン34内において機器先端32まで軸方向に延伸し、チャンネル35内において治療される歯領域に導かれる端部36まで延伸するライトガイド33が供せられている。この典型的実施形態においては、半球状レンズ3の曲率が、刺激光Aをライトガイド33に結合させるためには十分であるので、追加的な集光レンズは省略されている。説明から推論され得るように、光学診断装置に重要である素子は、空間を省く方法で、ハンドピース30内に収容されることが可能である。

【0031】機器先端32の形状は、図11(a)および図11(b)中に拡大して示されている。ライトガイド33は、先端32の高周波振動によってダメージを受けないように、好ましくは、非常に可撓性である光ファイバライトガイドによって形成される。それは、機器先端の延伸された中空空間35を通過して先端の端部36まで延伸し、しかし、治療中に歯組織領域がダメージを受けることのないように、先端の端部36を越えて突き出ることはない。ここで、機器先端32に延伸するチャンネル35を、追加的に同様に冷却液などを伝達するように用いる可能性が存在する。機器先端32によって治療される歯組織領域に正確に刺激光Aが導かれること

は重要である。

【0032】歯科装置の全体は、さらに、機器先端32が向けられている歯—組織領域が、う食を有している、または、結石あるいは被膜が積まれているかどうかの情報を提供する指示素子を有し、それにより、その診断の結果に従って使用者は治療処置を行うことができる。光学診断装置による診断の結果に従って、機器先端32による治療が自動的に遂げられるように、制御ユニットにより機器先端32に対する振動発生器31の発動を起こさせることに、他の可能性が存在する。

【0033】最後に、光学診断装置によるさらなる知られた歯科治療ユニットの補足が説明される。以下で議論されるユニットは、例えばDE 197 42 701 A1に詳細に記載されているように、治療される歯—組織領域へ研磨処理剤が導かれる歯科の手で操作する機器である。図12(a)および図12(b)は、本発明に係る治療先端の延伸部を示す。診断装置のさらなる素子の配置は、前述の歯石除去ユニットと同様にして遂げられる。

【0034】この場合の機器先端40は、歯—組織領域へ研磨処理剤が導かれる内部チャンネル41による、カニューレを示す。この場合、研磨液がライトガイド42にもダメージを与え得るので、刺激光Aと蛍光Fの伝達のために用いられるライトガイド42をこのチャンネル41内に配置することは不利となり得る。それゆえに、本件の場合にはライトガイド42は治療先端の外部に配置され、チャンネル41により研磨液が供給される領域に、今度はライトガイド42の端部において光結合から分離される刺激光が正確に導かれる。この例において、同様に、自動制御装置により、あるいは、視覚的または聴覚的表示装置あるいは診察の結果の指示装置により、診断の結果に応じるように、機器の治療機能を調節する可能性がある。

【0035】これらの2つの例は、効果的な光学診断方法によって、既知の治療ユニットを拡張し、従って、極めて多用途な歯科ユニットを形成することは、容易に可能であることを明らかにする。これは、光学診断装置の重要な素子ハンドピースの内部に合体されることが可能であるように寸法を小さく保つことが可能であるという事実の結果として、特に可能になる。もちろん、刺激光を生成する手段および蛍光を評価する手段を独立基礎ユ

＊ニット内に收容し、それから、ハンドピースに対する供給管においてライトガイドにより2種類の光を伝達することの可能性もまた存在する。さらに、歯領域の状態に応じて、治療活動を調節することの可能性が存在するので、従って、十分に改善され、より効果的である歯の表面の治療が達成可能である。

【0036】最後に、基本的には、レーザダイオードおよび（もし適用可能なら適切なフィルタを有する）フォトダイオードの配置でさえ、入れ替えることが可能であり、その場合には反射コーティングは、蛍光を反射するように、半球状レンズの後ろ側に実現され得るということもまた、注意されたい。それに対して必要とされるコーティングは、より簡単に製造されることが可能であるという事実により、図面に示された配置がやはり好ましい。

【図面の簡単な説明】

【図1】図1は、歯のう食、ブラーク、または細菌の感染を識別するための本発明に従う装置を示す。

【図2】図2は、歯周診断のための歯科ハンドピースにおける本発明に従う装置の合体を示す。

【図3】図3は、弾性があるように軸上に搭載されたプローブを有する図2に示される診断装置のさらなる進展を示す。

【図4】図4は、弾性があるように軸上に搭載されたプローブを有する図2に示される診断装置のさらなる進展を示す。

【図5】図5は、光プローブの典型的実施形態を示す。

【図6】図6は、光プローブの典型的実施形態を示す。

【図7】図7は、光プローブの典型的実施形態を示す。

【図8】図8は、光プローブの典型的実施形態を示す。

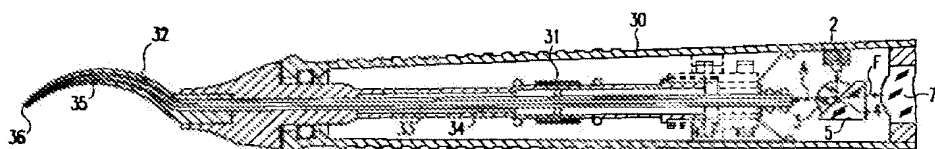
【図9】図9は、光プローブの典型的実施形態を示す。

【図10】図10は、歯石除去ユニットにおける光学診断装置の合体を示す。

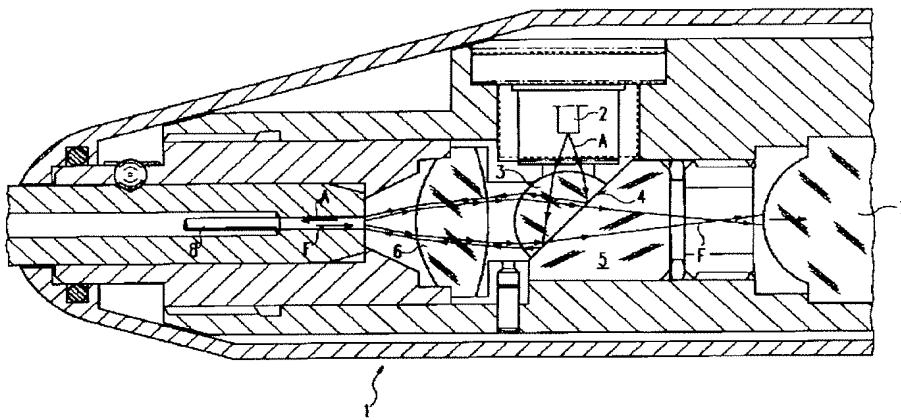
【図11】図11(a)は図10に示される歯石除去ユニットの機器の先端の構成を示し、図11(b)は機器の先端の拡大表示を示す。

【図12】図12(a)は光学診断装置によって延伸されたさらなる治療ユニットの機器の先端を示し、図12(b)は図12(a)に示された機器の先端の拡大表示を示す。

【図10】

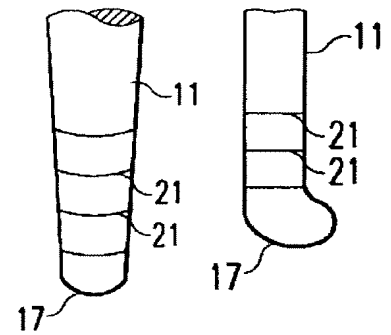


【図1】



【図5】

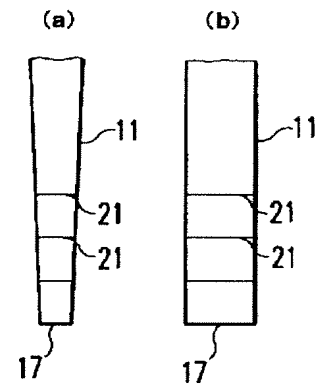
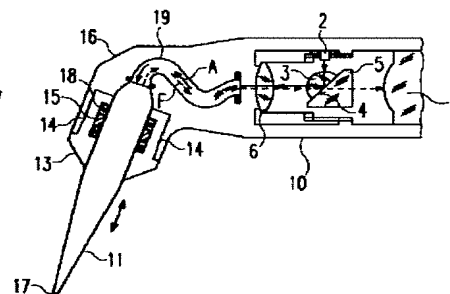
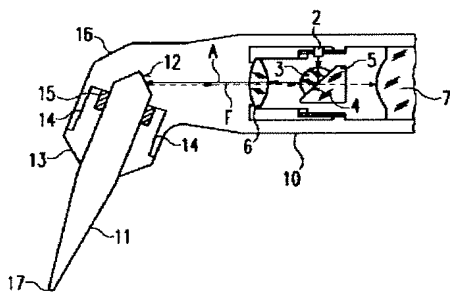
【図9】



【図2】

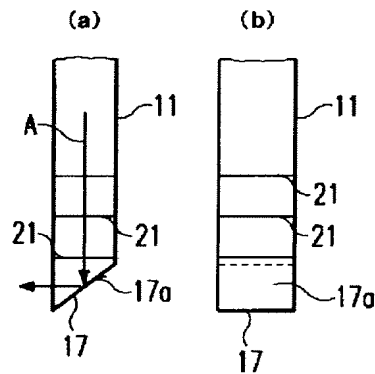
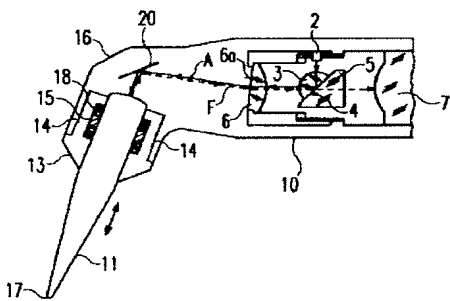
【図3】

【図6】

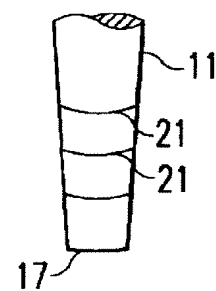


【図4】

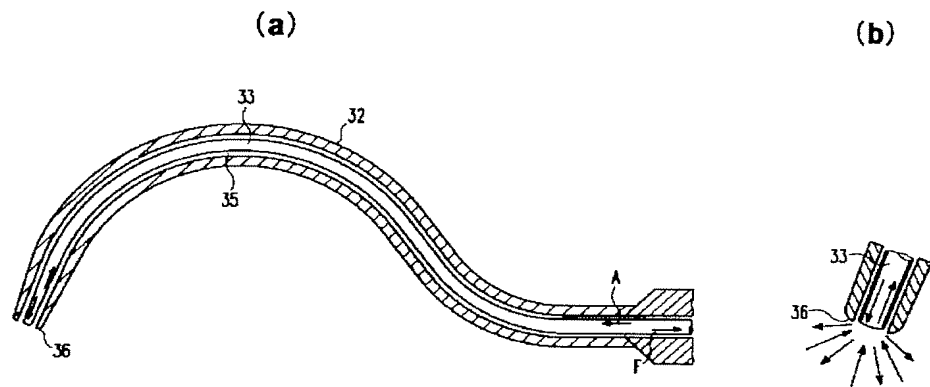
【図7】



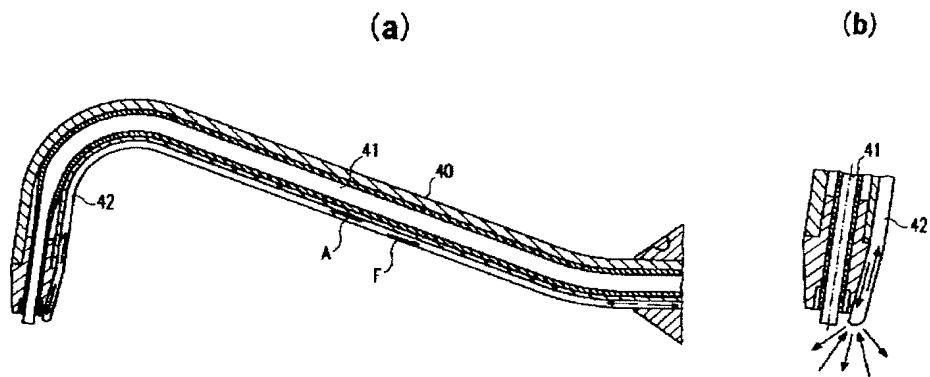
【図8】



【図11】



【図12】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁷
G 0 1 N 21/64

識別記号

F I
A 6 1 C 19/00

テーマコード(参考)

Z

(71)出願人 500577585
Bismarckring 39 D-
88400 Biberach/Riss

(72)発明者 アレクサンダー ハック
D-88400, ドイツ連邦共和国, ヴィベラ
ッハ リースエーグ, キーフェルンヴェー
グ 2